

Rep. Fac. Sci. Engrg.  
Saga Univ  
36-2 (2007)

Reports of the Faculty of Science and Engineering,  
Saga University, Vol. 36, No.2, 2007

## 表皮および真皮の表面筋電位への影響

斎藤健治\* 増田 正\*\*

### Effect of Epidermis and Dermis on Surface Electromyopotential

By

Kenji SAITOU and Tadashi MASUDA

**Abstract:** In order to investigate the effects of dermis and epidermis on surface electromyopotential, the surface potentials generated by two cylinder models, which consisted of three-layer and four-layer in the structure, were simulated with finite element method. The three-layer cylinder model consisted of muscle, subcutaneous tissue and skin. The four-layer cylinder model consisted of muscle, subcutaneous tissue, dermis and epidermis. In the simulation by using three-layer model, the thickness of skin and the conductivity of skin were varied. In the four-layer model, the thickness and the conductivity of dermis and epidermis layer were varied. As the results, the effects of the conductivity of skin layer on the surface potential were larger than the thickness of skin layer in the three-layer model. In the four-layer model, the effects of the thickness and the conductivity of epidermis layer on the surface potential were small. And then, the error of peak value of surface potential between both layer models was about 20% in the case of 0.5 mm in thickness of epidermis, and about 11% in the case of 0.25 mm in thickness of epidermis.

**Key words:** Surface EMG, Conductivity, Finite Element Method, Three-layer Model, Four-layer Model

#### 1. はじめに

皮膚表面に電極を貼り付けて、直下の骨格筋の活動電位（表面筋電位）を計測する表面筋電図法は、人類学、リハビリテーション、スポーツ分野や、ヒトを対象とするあらゆる工学分野において、ヒト等の運動分析のための有用な計測手法となってきた。計測される表面筋電位は、概して、筋発揮力に比例してその振幅が大きくなることから、筋収縮力、筋活動度を推定する手法として利用されてきた<sup>(1)</sup>。一方で、表面筋電位は、その振幅が筋収縮力に比例するだけでなく、疲労にともない、振幅の増加や周波数の低下が生じる。このような現象を利用して、骨格筋疲労の推定やモニタを行う研究も行われてきた<sup>(2)</sup>。また、筋線維方向に並べた電極列により、筋電位の伝播現象をとらえ<sup>(3)</sup>、その速度を求めることに

より、筋線維組成<sup>(4)</sup>や筋疲労度<sup>(5)</sup>などを推定する研究も見られる。さらに、伝播の開始点を同定することにより、骨格筋の神経支配帯（神経筋接合部の集まり）を概観することもできる<sup>(6)</sup>。

これに対し、針などの埋入電極を用いれば、筋断面方向の情報も入手可能となる。例えば、運動単位（MU）のサイズ、筋線維密度などである<sup>(7)-(9)</sup>。しかしながら、被験者に対し侵襲的である上に、限局された情報になるという限界点を持ち合わせている。そこで、表面筋電位分布を計測し、その分布形状から活動源であるMUの位置や強度、サイズや筋線維密度を推定する研究も行われてきた<sup>(10),(11)</sup>。これはいわゆる逆問題解析であるが、通常、不適切問題となるため、最適化手法を用いて、活動電流源の位置、強度、あるいは運動単位のサイズ、筋線維密度等の推定を行う。ただし、推定の妥当性、あるいは推定値の精度を検証することは簡単ではなく、動物実験や数値シミュレーションにより検討されてはいるものの、未だ不十分である<sup>(12),(13)</sup>。

平成 19 年 11 月 7 日受理

\* 理工学部都市工学科

\*\* 東京医科歯科大学・大学院疾患生命科学研究所

©佐賀大学理工学部

このようなシミュレーションは、近年においても盛んに行われ、新たな手法も提案されている<sup>(14)-(17)</sup>。また、計算効率の意味で不利ではあるが、対応性の高い有限要素法を用いたシミュレーションも行われている<sup>(18),(19)</sup>。これらのシミュレーションにおいて特に問題になるのは、媒質の電気的性質（導電率）である。しかし、これらの値は、正確に同定することが簡単ではないうえに、皮膚層（皮下組織の外層）の扱いが研究者間で大きく異なる例がある<sup>(14),(16),(19)</sup>。

そこで、本研究では、筋電場の不均質層としての表皮と真皮の導電率の表面筋電位への影響を、有限要素法を用いたシミュレーションにより検討した。

## 2. シミュレーション

### 2.1 筋モデル

筋活動電位は、運動ニューロンからの刺激を受けて引き起こされる筋線維膜内外の脱分極、そしてそれにより生じる局所電流に起因する。ただし、活動の機能的単位は一つの運動神経細胞に支配される複数の筋線維から構成される MU である。一つの MU に属する筋線維は、図 1 に示すように筋横断面上でバラバラに分布している（白く色が抜けた部分）。このような MU に属する筋線維が多数、束になって筋を構成している。本研究では、筋（皮膚、皮下組織を含む）を図 2 に示すような円筒として、電流源（単一 MU）を単一雙極子として扱う。

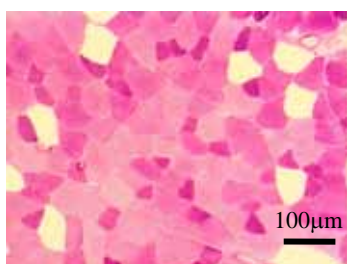


Fig. 1 An example of the distribution of muscle fibers belonging to single MU on the muscular cross section.

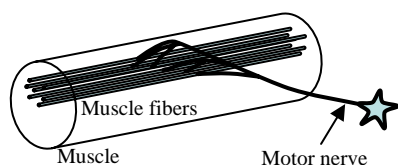


Fig. 2 A schematic diagram of muscle and single MU which innervates many muscle fibers.

### 2.2 筋活動電場、電位と有限要素法定式化

筋線維膜内外の脱分極により生じる局所電流は時変性であり、それにより生じる活動電位はヘルムホルツ方程式の解として記述される<sup>(20)</sup>。しかしながら、生体においては伝播効果、容量効果、誘導効果等を無視できるため、電場  $E$  および電位  $\phi$  は、

$$\mathbf{E} = -\nabla \phi \quad (1)$$

$$\phi(x', y', z') = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_V \frac{\rho(x, y, z)}{r} dV \quad (2)$$

で記述される。

ここで、 $r$  は、

$$r^2 = (x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2 \quad (3)$$

で、 $\rho$  は電流源密度、 $\sigma$  は導電率である。

つまり、生体電気現象における電場は、静電場（準静電場）とみなすことができ、筋活動電場もポアソン方程式で表される。

$$\Delta \phi = -\frac{\rho}{\sigma} \quad (4)$$

一方、皮膚境界では、次のノイマン型境界条件が成り立つ。

$$\sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = 0 \quad (5)$$

上記の微分方程式の問題は、変分原理に基づいて、次の汎関数

$$\chi(\phi) = \frac{1}{2} \int_V (\nabla \phi) \cdot \sigma \nabla \phi dV - \int_V \rho \phi dV \quad (6)$$

を停留させる関数  $\phi$  を求める問題

$$\frac{\partial \chi}{\partial \phi} = \int_V \sigma \frac{\partial (\nabla \phi)}{\partial \phi} \cdot \nabla \phi dV - \int_V \rho dV = 0 \quad (7)$$

に帰着される。

### 2.3 有限要素法によるシミュレーションの実際

図 2 に示す円筒モデルを基に、図 3 に示すように、横断面上で内側から筋、皮下組織、皮膚（真皮 + 表皮）から成る三層モデル(a)と、筋、皮下組織、真皮、表皮から成る四層モデル(b)の二つのモデルを用意した。領域サイズは、ともに半径 40 mm、長さ 180 mm であった。二次元平面上で四角形分割を行い、三次元方向に六面体分割を施した。表皮、真皮は筋組織に比べ非常に薄い層（表皮は 0.1 ~ 0.6 mm、真皮は 0.3 ~ 2.4 mm<sup>(21)</sup>）をなしているため、細かい分割が必

要になる．図 4 に示すように，表面から 3 mm に相当する層は，一辺が約 0.25 mm の六面体で分割した．それ以外は最大で一辺が約 0.5 mm の六面体分割となる．ただし，電流源に相当する節点の周りは最小で一辺が 0.1 mm の六面体分割を行った．電流源は，双極子としたため，電場の反対称性を利用して，計算領域を半分とした．その結果，領域の節点数は 3,045,049 点，要素数は 2,964,600 個となった．対称面には，0.0 V の境界条件を与えた．

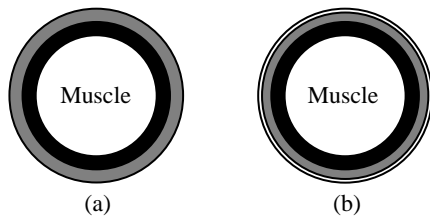


Fig. 3 Two layer-types of cylinder models, (a) three-layer (muscle, subcutaneous tissue and skin) model and (b) four-layer (muscle, subcutaneous tissue, dermis and epidermis) model, were used in simulation by finite element method.

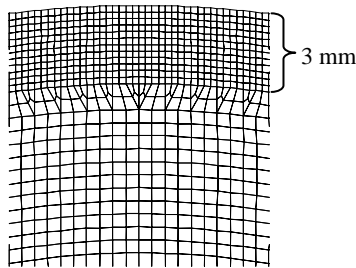


Fig. 4 A part of cross section of cylinder model which was divided by hexahedron elements.

表皮は厚さ 0.1 ~ 0.6 mm の重層扁平上皮で表層が角化，細胞は角質によって埋められ，角質層細胞間には，セラミド，コレステロール，遊離脂肪酸からなる脂質二重層が並行に多数並んでいる．一方，真皮は厚さ 0.3 ~ 2.4 mm で線維性結合組織からなり，細胞は角質化していない<sup>(21)</sup>．これらのことから，三層モデルにおける皮膚層の厚さは 0.75 ~ 3.0 mm，導電率は 0.2 ~ 1.2 S/m とし，四層モデルにおける真皮層の厚さは 0.5 ~ 2.5 mm，導電率は 0.8 ~ 1.2 S/m，表皮層の厚さは 0.25, 0.5 mm，導電率は 0.0001 ~ 0.0005 S/m とした（表 1）．その結果，計算の組み合わせは 210 通りとなった．また，両モデルとも皮膚層，あ

るいは表皮 + 真皮層の厚さが 0.75 ~ 3.0 mm，皮下組織が 5.0 mm であるため，筋組織以外の不均質層の厚さは 5.75 ~ 8.0 mm となった．電流源は深さ 10.0 mm で電流値は 1.0  $\mu$ A，双極子間距離は 2 mm とした．

Table 1 Variation of the values of thickness and conductivity of each tissue used in two models.

Tissue	Thickness (mm)	Conductivity (S/m)
Muscle	32.0 ~ 34.25 (radius)	0.5 (fiber direction) 0.1 (radial direction)
Subcutaneous tissue	5.0	0.4
Dermis (Four-layer model)	0.5 ~ 2.5	0.8 ~ 1.2
Epidermis (Four-layer model)	0.25, 0.5	0.0001 ~ 0.0005
Skin (Three-layer model)	0.75 ~ 3.0	0.2 ~ 1.2

連立一次方程式のソルバとして ICCG 法（前処理付き共役勾配法）を用い，収束判定基準は  $< 10^{-11}$  とした．これらの計算は Pentium 4, 3.4 GHz, 4 GB メモリ，Linux OS 上で C コンパイラ，bash スクリプトを用いて行った．一回の計算に要する時間は約 20 分，210 通りの計算で約 68.3 時間であった．

### 3. シミュレーション結果

#### 3.1 表面電位分布

図 5 に，シミュレーション結果として，(a) 円筒長軸方向と (b) 周囲方向における表面電位分布の例を示す．長軸方向とは，電流源直上の正中線方向であり，周囲方向とは，表面電位がピーク値を通る長軸に直交する方向である．したがって，両分布のピーク値は同一であり，以下ではこのピーク値に絞って結果を示す．

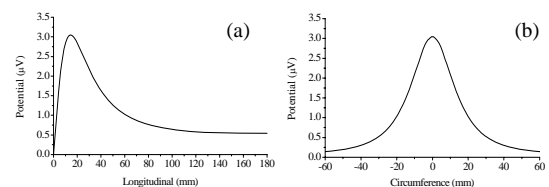


Fig. 5 Examples of distribution of the surface potential along (a) longitudinal median line and (b) circumference line are shown.

### 3.2 モデル, 層の厚さおよび導電率の影響

図 6 に, 三層モデルにおける皮膚層 (真皮 + 表皮) の厚さと導電率の影響を示している. 表面電位への影響は, 層の厚さより導電率の方が大きかった.

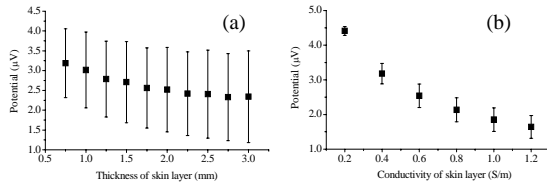


Fig. 6 The effects of thickness and conductivity of skin layers in three-layer model on surface potential.

図 7 に, 四層モデルにおける真皮層および表皮層の厚さと導電率の表面電位への影響を示している. 真皮層の導電率パターンが三種類と少ないため, 真皮層の厚さ (図 7a) におけるばらつきが小さくなった. また, 表皮層の影響が含まれるため, 導電率におけるばらつき (図 7b) はやや大きいものの, 三層モデルにおける最外層と同様な傾向を示した. 一方, 表皮の影響は, 層の厚さ (図 7c), 導電率 (図 7d) ともに小さかった.

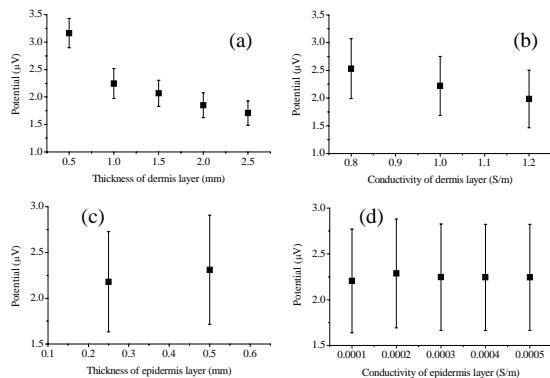


Fig. 7 The effects of thickness and conductivity of dermis and epidermis layers in four-layer model on surface potential.

図 8 に, 三層モデルにおける皮膚層の厚さ, および四層モデルにおける真皮 + 表皮層の厚さと, 表面電位の関係を示している. 三層モデルにおける皮膚層の導電率が 1.0 S/m, 四層モデルにおける真皮層の導電率が 1.0 S/m, 表皮層の導電率が 0.0005 S/m の場合である. 四層モデルでは, 表皮層の厚さが 0.5 mm の場合 (Four-layer1) と 0.25 mm の場合 (Four-layer2)

を示している. 三層モデルと四層モデルの差は, Four-layer1 では 13.1 ~ 29.5% ( $19.4 \pm 6.5\%$ ), Four-layer2 では 7.4 ~ 17.6% ( $11.2 \pm 4.1\%$ ) であった.

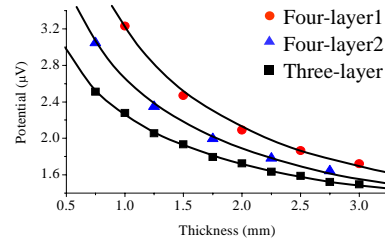


Fig. 8 The effects of model on surface potential. The conductivity of skin layer in three-layer model is 1.0 S/m. The conductivity of dermis layer and epidermis layer in four-layer model are 1.0 and 0.0005 S/m, respectively. The thicknesses of epidermis layer are 0.5 mm (Four-layer1) and 0.25 mm (Four-layer2).

### 4. 考察

表面筋電位シミュレーションのためのモデルは, 今までに数多く報告されてきた. 現在では, 皮膚や皮下組織といった不均質性を考慮した, 円筒三層モデルが推奨されている<sup>(14), (16)</sup>. そして, 各層の導電率は, 筋組織においては, その異方性を考慮して, 筋線維方向に 0.5 S/m, 断面方向に 0.1 S/m, あるいはその値に多少の差異があっても異方率 5.0 (筋線維方向 / 断面方向) が用いられている<sup>(10), (16), (19)</sup>. また, 筋の外側に位置する皮下組織は脂肪層であるため, 導電率は筋より低く, 0.03 ~ 0.05 S/m という値が用いられている<sup>(16), (19)</sup>. しかし, 最外層については, Stegeman et al.<sup>(14)</sup>, Blok et al.<sup>(16)</sup> は 1.0 S/m としているのに対し, Lowery et al.<sup>(19)</sup> は 0.000455 S/m としている. この値は Gabriel et al.<sup>(22)</sup> の皮膚の計測結果を根拠としているものの, 両者の隔たりはかなり大きい.

皮膚は, 解剖学的に表皮, 真皮および皮下組織から構成される. そして, 三層モデルは表皮と真皮をまとめて皮膚として扱うこととなる. しかしながら, 前述したように, 表皮と真皮はかなり異なった特徴を有しており, それは導電率にもあてはまる. つまり, 細胞が角質化して, 脂質二重層を有する表皮は導電率が低く, 細胞を有する真皮の導電率が高いと推測される. これらのことから, Stegeman et al.<sup>(14)</sup>, Blok et al.<sup>(16)</sup> のモデルにおける皮膚層は真皮に相当し, Lowery et al.<sup>(19)</sup> のモデルにおける皮膚層は, 表

皮に相当するものと考えられる。したがって、これら両モデルを修正して、より近似度の高い四層モデルを用いるのが望ましいと考えられる。

四層モデルにおける第三層（真皮層）と、三層モデルにおける最外層（皮膚層）の表面電位への影響は同等であった。四層モデルにおける、層の厚さの影響（図 7a）は図 6a に比べて平均値がやや低く、ばらつきが小さかった。これは、真皮層の導電率（図 7b）のバリエーションを増やすことで、層の厚さの傾向（図 7a）は、さらに図 6a に近づくものと思われる。また、四層モデルにおける最外層（表皮層）は、厚さも導電率もともにその絶対値が小さいため、それらの変化による表面電位への影響は小さい（図 7c,d）。しかし、図 8 に示されているように、表皮層の厚さが相対的に大きくなるケース（例えば、表皮 + 真皮層が 1.0 mm、そして表皮層が 0.5 mm）では、表面電位において 30% の差異が生じることになる。

このような結果から、現状では皮膚層をモデルに含めた三層モデルが推奨されているが<sup>(14)</sup>、皮膚層あるいは真皮層 + 表皮層が薄くなるほど、四層モデルを採用する必要性が高くなることがわかる。一方、これらの表面電位への影響が、逆解析解にどの程度反映されるかが次の課題となる。

## 謝辞

本研究は、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究 B）を得て実施された研究（課題番号 17300197）の一部である。

## 参 考 文 献

- (1) Basmajian JV and De Luca CJ: *Muscles Alive*, Williams & Wilkins, Baltimore (1985)
- (2) Sadoyama T, Masuda T and Miyano H: Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 51, 247-256 (1983)
- (3) Masuda T and Sadoyama T: Skeletal muscle from which the propagation of motor unit action potentials is detectable with a surface electrode array, *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 67, 421-427 (1987)
- (4) Sadoyama T, Masuda T, Miyata H and Katsuta S: Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 57, 767-771 (1988)
- (5) Farina D, Pozzo M, Merlo E, Bottin A and Merletti R: Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51(8), 1383-1393 (2004)
- (6) Saitou K, Masuda T, Michikami D, Kojima R, and Okada M: Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG, *J. Human Ergol.*, 29, 35-52 (2000)
- (7) Stålberg E and Thiele B: Motor unit fibre density in the extensor digitorum communis muscles – Single fibre electromyographic study in normal subjects at different ages, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 38, 874-880 (1975)
- (8) Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM and Van Oosterom A: Motor unit potential contribution to surface electromyography, *Acta Physiol. Scand.*, 160, 175-183 (1997)
- (9) Roeleveld K, Stegeman DF, Falck B and Stålberg EV: Motor unit size estimation: confrontation of surface EMG with macro EMG, *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 105, 181-188 (1997)
- (10) Saitou K, Masuda T and Okada M: Depth and intensity of equivalent current dipoles estimated through an inverse analysis of surface electromyograms using the image method, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 37, 720-726 (1999)
- (11) 斎藤健治, 増田 正, 岡田守彦: 表面筋電位から推定する運動単位の構造, *バイオメカニズム* 18, 199-208 (2006)
- (12) 斎藤健治, 増田 正, 岡田守彦: 表面筋電図逆解析により推定した活動筋単位の位置の妥当性, *体力科学*, 53(5), 549-558 (2004)
- (13) 斎藤健治, 増田 正, 岡田守彦: 表面筋電位順・逆解析における影像法の妥当性 境界の影響の観点から, *バイオメカニズム学会誌*, 21(2), 92-97 (1997)
- (14) Stegeman DF, Blok JH, Hermens HJ and Roeleveld K: Surface EMG models: properties and applications, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10, 313-326 (2000)
- (15) Farina D and Merletti R: A novel approach for precise simulation of EMG signal detected by surface electrodes, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 48(6), 637-646 (2001)
- (16) Blok JH, Stegeman DF and Van Oosterom A: Three-layer volume conductor model and software package for applications in surface electromyography, *Ann. Biomed. Eng.*, 30, 566-577 (2002)
- (17) Farina D, Mesin L, Martina S and Merletti R: A surface

EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor, IEEE Trans. Biomed. Eng, 51(3), 415-426 (2004)

- (18) Schneider J, Silny J and Rau G: Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fiber conduction velocity measurements-investigated by physical and numerical modeling, IEEE Trans. Biomed. Eng., 38(9), 851-860 (1991)
- (19) Lowery MM, Stoykov NS, Taflove A and Kuiken TA: A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal, IEEE Trans. Biomed. Eng., 49(5), 446-454 (2002)
- (20) Plonsey R: Bioelectric phenomena, McGraw-Hill, New York, (1969)
- (21) 小川鼎三, 山田英智: 解剖学 3 感觉器学, 金原出版, 東京 (1991)
- (22) Gabriel S, Lau RW and Gabriel C: The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, Phys. Med. Biol., 41, 2251-2269 (1996)